

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-122096

(43)Date of publication of application : 13.05.1997

(51)Int.Cl. A61B 5/055

(21)Application number : 07-308522 (71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 02.11.1995 (72)Inventor : TAKIGUCHI KENJI
SHIMIZU HIROMICHI
NISHIMURA HIROSHI**(54) METHOD OF DETECTING TIP OF INSTRUMENT TO BE INSERTED INTO SUBJECT
IN MRI APPARATUS AND MRI APPARATUS USED IN CARRYING OUT THE SAME**

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To make it possible to detect the position of the tip of an instrument in a method of detecting the tip of an instrument to be inserted into a subject in an MRI apparatus without forming an image of the tip of the biopsy instrument inserted into the diagnostic position from outside the subject.

SOLUTION: With respect to the concerned area including a biopsy instrument inserted into the diagnostic position from outside the subject, irradiation with high-frequency signals and application of a gradient magnetic field are simultaneously carried out to excite selectively the concerned area, a gradient magnetic field is applied along the direction of the movement of the tip of the biopsy instrument to produce echoes, the received echoes are converted to projected signals by Fourier transformation, the phase distribution of the projected signals is found, and the position and the speed of the tip are determined from the positions of the changes of the phase and the size of the phase caused by the movement of the tip of the biopsy instrument with the gradient magnetic field being applied. Thus, the position of the tip of the biopsy instrument can be detected without forming an image of the tip of the biopsy instrument.

LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2000 Japanese Patent Office

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平9-122096

(43) 公開日 平成9年(1997)5月13日

(51) Int.Cl.⁶

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 5/055

A 6 1 B 5/05

3 9 0

審査請求 未請求 請求項の数 7 F D (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願平7-308522
(22) 出願日 平成7年(1995)11月2日

(71) 出願人 000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区内神田1丁目1番14号
(72) 発明者 滝口 賢治
東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
(72) 発明者 清水 博道
東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
(72) 発明者 西村 博
東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
(74) 代理人 弁理士 西山 春之

(54) 【発明の名称】 M R I 装置における被検体挿入器具先端検出方法及びその方法の実施に使用する M R I 装置

(57) 【要約】

【課題】 M R I 装置における被検体挿入器具先端検出方法において、被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具の先端部を画像化することなく該先端部の位置を検出することを可能とする。

【解決手段】 被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域について高周波信号の照射と傾斜磁場の印加を同時に行って該関心領域を選択励起し、上記生検器具の先端部の移動方向に沿って傾斜磁場を印加してエコーを発生させ、受信したエコーをフーリエ変換によって投影信号に変換し、この投影信号の位相分布を求めて、上記傾斜磁場印加中の生検器具先端部の移動によって引き起こされる位相変化の位置及び位相の大きさから上記先端部の位置及び速度を求めるものである。これにより、上記生検器具の先端部を画像化することなく該先端部の位置を検出することができる。

【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体に静磁場を与える静磁場発生手段と、該被検体に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、この傾斜磁場発生手段を駆動する傾斜磁場電源と、上記被検体の診断部位に対して高周波信号を照射すると共に該被検体の生体組織の核磁気共鳴により放出される高周波信号を受信するプローブと、このプローブを駆動して上記高周波信号の照射及び受信を行う高周波送受信部と、上記傾斜磁場電源及び高周波送受信部の制御を撮像時のパルスシーケンスに従って行うと共に上記プローブで受信した高周波信号を用いて画像再構成演算を行う計算機と、この計算機で生成された画像信号を入力して断層像として表示する表示器とを有して成るMRI装置において、上記被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域について高周波信号の照射と傾斜磁場の印加を同時に行って該関心領域を選択励起し、上記生検器具の先端部の移動方向に沿って傾斜磁場を印加してエコーを発生させ、受信したエコーをフーリエ変換によって投影信号に変換し、この投影信号の位相分布を求めて、上記傾斜磁場印加中の生検器具先端部の移動によって引き起こされる位相変化の位置及び位相の大きさから上記先端部の位置及び速度を求めることを特徴とする被検体挿入器具先端検出方法。

【請求項2】 請求項1に記載のMRI装置において、上記被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域について高周波信号の照射と傾斜磁場の印加を同時に行って該関心領域を選択励起し、上記生検器具の先端部の移動方向に沿って傾斜磁場を印加して第一のエコーを発生させ、その後再度上記関心領域を選択励起し、上記第一のエコーを発生させるために印加したのと同一方向に傾斜磁場を印加して第二のエコーを発生させ、受信したそれぞれのエコーをフーリエ変換によって投影信号に変換し、この投影信号の位相分布を求めて、第一のエコーより得られた位相分布と第二のエコーより得られた位相分布との差分をとることにより背景雑音を除去し、上記傾斜磁場印加中の生検器具先端部の移動によって引き起こされる位相の変化を強調してその位相変化の位置及び位相の大きさから上記先端部の位置及び速度を求めることを特徴とする被検体挿入器具先端検出方法。

【請求項3】 請求項1に記載のMRI装置において、上記被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域について高周波信号の照射と傾斜磁場の印加を同時に行って該関心領域を選択励起し、上記生検器具の移動する先端部を含む面の一方に沿って傾斜磁場を印加して第一のエコーを発生させ、その後再度上記関心領域を選択励起し、上記第一のエコーを発生させるために印加したのと直交し上記生検器具先端部の移動する面の他の一方に沿って傾斜磁場を印加して第二のエコーを発生させ、受信したそれぞれのエコーをフーリエ変換

によって投影信号に変換し、この投影信号の位相分布を求めて、第一のエコーより得られた位相分布と第二のエコーより得られた位相分布とから二次元的に上記先端部の位置及び速度を求めることを特徴とする被検体挿入器具先端検出方法。

【請求項4】 請求項1に記載のMRI装置において、上記被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域について高周波信号の照射と傾斜磁場の印加を同時に行って該関心領域を選択励起し、上記生検器具の移動する先端部を含む体積の一方に沿って傾斜磁場を印加して第一のエコーを発生させ、その後再度上記関心領域を選択励起し、上記第一のエコーを発生させるために印加したのと直交し上記生検器具先端部の移動する体積の他の一方に沿って傾斜磁場を印加して第二のエコーを発生させ、さらにその後再度上記関心領域を選択励起し、上記第一及び第二のエコーを発生させるために印加したいずれとも直交し上記生検器具先端部の移動する体積の更に他の一方に沿って傾斜磁場を印加して第三のエコーを発生させ、受信したそれぞれのエコーをフーリエ変換によって投影信号に変換し、この投影信号の位相分布を求めて、第一のエコーより求めた第一の位相分布と、第二のエコーより求めた上記第一の位相分布と直交する方向の第二の位相分布と、第三のエコーより求めた上記第一及び第二のいずれの位相分布とも直交する方向の第三の位相分布とから、三次元的に上記先端部の位置及び速度を求めることを特徴とする被検体挿入器具先端検出方法。

【請求項5】 上記生検器具は、非磁性物質から成り、かつその先端部には、磁場空間中で高周波信号の照射によって核磁気共鳴を生じる物質が内蔵されていることを特徴とする請求項1～4のいずれかに記載の被検体挿入器具先端検出方法。

【請求項6】 被検体に静磁場を与える静磁場発生手段と、該被検体に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、この傾斜磁場発生手段を駆動する傾斜磁場電源と、上記被検体の診断部位に対して高周波信号を照射すると共に該被検体の生体組織の核磁気共鳴により放出される高周波信号を受信するプローブと、このプローブを駆動して上記高周波信号の照射及び受信を行う高周波送受信部と、上記傾斜磁場電源及び高周波送受信部の制御を撮像時のパルスシーケンスに従って行うと共に上記プローブで受信した高周波信号を用いて画像再構成演算を行う計算機と、この計算機で生成された画像信号を入力して断層像として表示する表示器とを有して成るMRI装置において、上記表示器には、上記被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域について予め計測した断層像を表示すると共に、前記請求項1～5のいずれかに記載の被検体挿入器具先端検出方法で求められた生検器具の先端部の位置の情報を上記断層像に重ね合わせて表示するようにしたことを特徴とするMRI装置。

【請求項7】 被検体に静磁場を与える静磁場発生手段と、該被検体に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、この傾斜磁場発生手段を駆動する傾斜磁場電源と、上記被検体の診断部位に対して高周波信号を照射すると共に該被検体の生体組織の核磁気共鳴により放出される高周波信号を受信するプローブと、このプローブを駆動して上記高周波信号の照射及び受信を行う高周波送受信部と、上記傾斜磁場電源及び高周波送受信部の制御を撮像時のパルスシーケンスに従って行うと共に上記プローブで受信した高周波信号を用いて画像再構成演算を行う計算機と、この計算機で生成された画像信号を入力して断層像として表示する表示器とを有して成るMRI装置において、上記計算機に、上記被検体の外部から診断部位へ挿入する生検器具を誘導する生検器具挿入誘導機構を接続し、この生検器具挿入誘導機構へ前記請求項1～5のいずれかに記載の被検体挿入器具先端検出方法で求められた生検器具の先端部の位置及び速度の情報を送ると共に、該生検器具の先端部の目標位置との間でフィードバック制御を行い、上記生検器具を目標位置まで自動的に誘導するようにしたことを特徴とするMRI装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、被検体の生体組織に生起される核磁気共鳴（以下「NMR」と略記する）現象を利用して診断部位の断層像を得るMRI装置において上記被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具の先端部の位置を検出する被検体挿入器具先端検出方法に関し、特に上記生検器具の先端部を画像化することなく該先端部の位置を検出することができる被検体挿入器具先端検出方法及びその方法の実施に使用するMRI装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、MRI装置においても、単に被検体の診断部位の断層像を計測して画像診断を行うだけでなく、生検針やカテーテルなどの生検器具を診断部位へ直接挿入して各種の治療を行うインターベンショナル・ラジオロジー（一般に「IVR」と略称される）と呼ばれる治療法が行われるようになってきた。このようなIVR手技では、計測したMRI画像において目的の患部を見つけ、この目的の患部に対して早くカテーテルなどの生検器具を挿入する必要があるが、そのためには上記生検器具の先端部の位置を検出して患部へ誘導する必要がある。これに関し、従来のMRI装置における被検体挿入器具先端検出方法は、被検体内に挿入された生検器具を画像化してその画像上で先端の位置を検出することが考えられる。しかし、これでは生検器具の画像化があまり早くなく、実用化は難しい。これに対し、“MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE 10”（1989）のP.227～240に掲載の論文“Snapshot Imaging at 0.5T Using Echo-Planar Techniques”で述べられているように、1枚の画

像を100ms以下で計測することが可能なEPI法が提案されている。このようなEPI法による高速計測によれば、上記生検器具の先端部を患部へ誘導するための実時間モニタリングが可能であると考えられる。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかし、上述のEPI法で1枚の画像を100ms以下で高速計測を実現するためには、MRI装置において高い傾斜磁場強度及び速い磁場立ち上がり時間等を達成するための特別なハードウェアを必要とし、装置が大形化すると共にコスト高となるものであった。また、上記のように計測時間を大幅に短縮すると、得られる診断部位の断層像の解像度及びS/Nなどを犠牲にすることがあり、画質が劣化するものであった。

【0004】そこで、本発明は、このような問題点に対処し、被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具の先端部を画像化することなく該先端部の位置を検出することができる被検体挿入器具先端検出方法及びその方法の実施に使用するMRI装置を提供することを目的とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明によるMRI装置における被検体挿入器具先端検出方法は、被検体に静磁場を与える静磁場発生手段と、該被検体に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、この傾斜磁場発生手段を駆動する傾斜磁場電源と、上記被検体の診断部位に対して高周波信号を照射すると共に該被検体の生体組織の核磁気共鳴により放出される高周波信号を受信するプローブと、このプローブを駆動して上記高周波信号の照射及び受信を行う高周波送受信部と、上記傾斜磁場電源及び高周波送受信部の制御を撮像時のパルスシーケンスに従って行うと共に上記プローブで受信した高周波信号を用いて画像再構成演算を行う計算機と、この計算機で生成された画像信号を入力して断層像として表示する表示器とを有して成るMRI装置において、上記被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域について高周波信号の照射と傾斜磁場の印加を同時に行って該関心領域を選択励起し、上記生検器具の先端部の移動方向に沿って傾斜磁場を印加してエコーを発生させ、受信したエコーをフーリエ変換によって投影信号に変換し、この投影信号の位相分布を求めて、上記傾斜磁場印加中の生検器具先端部の移動によって引き起こされる位相変化の位置及び位相の大きさから上記先端部の位置及び速度を求めるものである。

【0006】また、上記被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域について高周波信号の照射と傾斜磁場の印加を同時に行って該関心領域を選択励起し、上記生検器具の先端部の移動方向に沿って傾斜磁場を印加して第一のエコーを発生させ、その後再度上記関心領域を選択励起し、上記第一のエコーを発生させる

ために印加したのと同方向に傾斜磁場を印加して第二のエコーを発生させ、受信したそれぞれのエコーをフーリエ変換によって投影信号に変換し、この投影信号の位相分布を求めて、第一のエコーより得られた位相分布と第二のエコーより得られた位相分布との差分をとることにより背景雑音を除去し、上記傾斜磁場印加中の生検器具先端部の移動によって引き起こされる位相の変化を強調してその位相変化の位置及び位相の大きさから上記先端部の位置及び速度を求めるようにしてもよい。

【0007】さらに、上記被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域について高周波信号の照射と傾斜磁場の印加を同時に行って該関心領域を選択励起し、上記生検器具の移動する先端部を含む面の一方に沿って傾斜磁場を印加して第一のエコーを発生させ、その後再度上記関心領域を選択励起し、上記第一のエコーを発生させるために印加したのと直交し上記生検器具先端部の移動する面の他の一方に沿って傾斜磁場を印加して第二のエコーを発生させ、受信したそれぞれのエコーをフーリエ変換によって投影信号に変換し、この投影信号の位相分布を求めて、第一のエコーより得られた位相分布と第二のエコーより得られた位相分布とから二次元的に上記先端部の位置及び速度を求めるようにしてもよい。

【0008】さらにまた、上記被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域について高周波信号の照射と傾斜磁場の印加を同時に行って該関心領域を選択励起し、上記生検器具の移動する先端部を含む体積の一方に沿って傾斜磁場を印加して第一のエコーを発生させ、その後再度上記関心領域を選択励起し、上記第一のエコーを発生させるために印加したのと直交し上記生検器具先端部の移動する体積の他の一方に沿って傾斜磁場を印加して第二のエコーを発生させ、さらにその後再度上記関心領域を選択励起し、上記第一及び第二のエコーを発生させるために印加したいずれとも直交し上記生検器具先端部の移動する体積の更に他の一方に沿って傾斜磁場を印加して第三のエコーを発生させ、受信したそれぞれのエコーをフーリエ変換によって投影信号に変換し、この投影信号の位相分布を求めて、第一のエコーより求めた第一の位相分布と、第二のエコーより求め上記第一の位相分布と直交する方向の第二の位相分布と、第三のエコーより求め上記第一及び第二のいずれの位相分布とも直交する方向の第三の位相分布とから、三次元的に上記先端部の位置及び速度を求めるようにしてもよい。

【0009】なお、上記いずれの手段においても、上記生検器具は、非磁性物質から成り、かつその先端部には、磁場空間中で高周波信号の照射によって核磁気共鳴を生じる物質が内蔵されている。

【0010】また、上記被検体挿入器具先端検出方法の関連発明としてのMRI装置は、被検体に静磁場を与え

る静磁場発生手段と、該被検体に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、この傾斜磁場発生手段を駆動する傾斜磁場電源と、上記被検体の診断部位に対して高周波信号を照射すると共に該被検体の生体組織の核磁気共鳴により放出される高周波信号を受信するプローブと、このプローブを駆動して上記高周波信号の照射及び受信を行う高周波送受信部と、上記傾斜磁場電源及び高周波送受信部の制御を撮像時のパルスシーケンスに従って行うと共に上記プローブで受信した高周波信号を用いて画像再構成演算を行う計算機と、この計算機で生成された画像信号を入力して断層像として表示する表示器とを有して成るMRI装置において、上記表示器には、上記被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域について予め計測した断層像を表示すると共に、前記請求項1～5のいずれかに記載の被検体挿入器具先端検出方法で求められた生検器具の先端部の位置の情報を上記断層像に重ね合わせて表示するようにしたものである。

【0011】さらに、同じく関連発明としての他のMRI装置は、上記の手段と同様のMRI装置において、傾斜磁場電源及び高周波送受信部の制御を撮像時のパルスシーケンスに従って行うと共にプローブで受信した高周波信号を用いて画像再構成演算を行う計算機に、被検体の外部から診断部位へ挿入する生検器具を誘導する生検器具挿入誘導機構を接続し、この生検器具挿入誘導機構へ前述の各手段のいずれかに記載の被検体挿入器具先端検出方法で求められた生検器具の先端部の位置及び速度の情報を送ると共に、該生検器具の先端部の目標位置との間でフィードバック制御を行い、上記生検器具を目標位置まで自動的に誘導するようにしたものである。

【0012】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を添付図面に基づいて詳細に説明する。図1は本発明による被検体挿入器具先端検出方法の実施に使用するMRI装置を示すブロック図である。このMRI装置は、被検体の生体組織に生起される核磁気共鳴（以下「NMR」と略記する）現象を利用して診断部位の断層像を得るもので、図1に示すように、静磁場発生手段1と、傾斜磁場発生手段2と、傾斜磁場電源3と、プローブ4と、高周波送受信部5と、計算機6と、表示器7とを有して成る。

【0013】上記静磁場発生手段1は、テーブル8上に寝載された被検体9の周りにその体軸方向と直交する方向に均一な静磁場を発生させるもので、上記被検体9を寝載するテーブル8の周りのある広がりをもった空間に配置され、例えば永久磁石又は磁界発生コイルから成る。傾斜磁場発生手段2は、上記被検体9にX、Y、Zの三軸方向の傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z を与えるもので、X、Y、Zの三軸方向に巻かれた傾斜磁場コイルから成り、上記テーブル8の周りのある広がりをもった空間に配置されている。傾斜磁場電源3は、上記傾斜磁場発生

手段2を駆動するもので、上記三軸方向に巻かれた傾斜磁場コイルを駆動するようになっている。

【0014】プローブ4は、上記被検体9の診断部位に対して高周波信号を照射すると共に該被検体9の生体組織のNMR現象により放出される高周波信号を受信するもので、内部に照射コイルと受信コイルとを備えている。高周波送受信部5は、上記プローブ4を駆動して被検体9に対して高周波信号の照射及び受信を行うものである。また、計算機6は、上記傾斜磁場電源3及び高周波送受信部5の制御を撮像時のパルスシーケンスに従って行うと共に上記プローブ4で受信した高周波信号を用いて画像再構成演算を行うもので、例えばCPU（中央処理装置）から成る。さらに、表示器7は、上記計算機6で生成された画像信号を入力して断層像として表示するもので、例えばCRTから成る。

【0015】次に、このようなMRI装置を使用して実施する被検体挿入器具先端検出方法について説明する。図2は、被検体挿入器具先端検出方法の第一の実施形態におけるパルスシーケンスを示すタイミング線図である。この実施形態は、被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域について高周波信号の照射と傾斜磁場の印加を同時に行って該関心領域を選択励起し、上記生検器具の先端部の移動方向に沿って傾斜磁場を印加してエコーを発生させ、受信したエコーをフーリエ変換によって投影信号に変換し、この投影信号の位相分布を求めて、上記傾斜磁場印加中の生検器具先端部の移動によって引き起こされる位相変化の位置及び位相の大きさから上記先端部の位置及び速度を求めるものである。

【0016】いま、図3において、被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域を符号10で示すと、この関心領域10内に生検針やカテーテルなどの生検器具11が入っており、その先端部12が上記関心領域10の面内をX方向に沿って速度vで移動しているものとする。なお、上記生検器具11は、非磁性物質から成り、かつその先端部12には、磁場空間中で高周波信号の照射によってNMR現象を生じる物質、例えば水素、炭素等を含む物質が内蔵されている。このような状態で、図2に示すように、時刻t₀において図2

(b)に示す高周波信号(RF)13と、図2(c)に示すZ方向に磁場強度が変化する傾斜磁場(G_z)14とを同時に印加して、上記関心領域10の断面を選択励起する。このとき、上記生検器具11の先端部は、符号12の位置にある。次に、図2(d)に示すX方向に磁場強度が変化する傾斜磁場(G_x)15を時間Tだけ印加し、さらにこの傾斜磁場15の振幅の極性を反転させて時間2Tだけ印加する。このとき、上記X方向の傾斜磁場15を印加してから時間2T後の時刻t₁において、この傾斜磁場15の振幅の時間積分値が“0”となるので、図2(e)に示すようにエコー16が発生する。こ

のエコー16は図1に示すプローブ4を介して高周波送受信部5でサンプリングされ、計算機6に格納される。

【0017】ここで、図2(a)に示す時刻t₀からt₁の間に、図3において生検器具11の先端部が符号12の位置から12'の位置に移動したとすると、上記先端部12に内蔵された物質の磁気スピンの位相は、図2

(d)に示すX方向の傾斜磁場15の印加を受けることにより、その移動速度vに比例した大きさを回転する。その大きさは、γを磁気回転比とし、Gを傾斜磁場の振幅とし、θを位相の大きさとする、式(1)によって表される。

$$v = -\frac{\theta}{\gamma GT} \quad \dots (1)$$

この式(1)により、図3に示す生検器具11の先端部12の移動は磁気スピンの位相変化に置き換えることが可能であり、図2(e)に示すように得られたエコー16の位相を調べることにより、上記生検器具11の先端部12の位置及び速度を検出することができる。

【0018】次に、上記計算機6に格納されたエコー16をX方向に沿ってフーリエ変換し、その実部の値と虚部の値とを用いて図3下部のグラフに示すように位相分布を求める。これはX方向に沿ったフーリエ変換の結果であるから、Y方向への投影を表している。生検器具11の先端部は、図2(a)に示す時刻t₀からt₁の間に符号12の位置から12'の位置まで移動し、上述のようにX方向の傾斜磁場15の印加を受けることにより先端部12内の物質の磁気スピンの位相が回転するので、図3下部のグラフで符号17を付して示すように位相の変化する場所が見い出される。この場合、関心領域10の断面内の生体組織又は物質は総て静止しており、生検器具11だけが移動して位相変化を引き起こしていると仮定している。従って、図3下部のグラフにおいて符号17を付して示す位置は生検器具11の先端部12'の位置を示していることがわかる。さらに、前述の式

(1)においてT=t₁として演算することにより、時刻t₁における生検器具11の先端部12の速度vが求まる。なお、図3下部のグラフにおいて、符号18を付した部分は、関心領域10の断面内の生体組織又は物質による位相分布を示しており、これは背景雑音である。

【0019】このように、図3に示すように、2次元平面としての関心領域10内を一次的に移動する生検器具11の先端部12の位置は、必ずしも二次元画像を得ることなく、図2(e)に示すようにただ1個のエコー16を計測するだけで知ることができる。従って、被検体内に挿入した生検器具11の位置検出のための時間分解能が向上し、以上の計測を短時間で繰り返すことにより、時々刻々変化する生検器具11の先端部12の位置を実時間でモニタすることが可能となる。

【0020】図4は、被検体挿入器具先端検出方法の第二の実施形態におけるパルスシーケンスを示すタイミン

グ線図である。この実施形態は、上記被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域について高周波信号の照射と傾斜磁場の印加を同時に行って該関心領域を選択励起し、上記生検器具の先端部の移動方向に沿って傾斜磁場を印加して第一のエコーを発生させ、その後再度上記関心領域を選択励起し、上記第一のエコーを発生させるために印加したのと同方向に傾斜磁場を印加して第二のエコーを発生させ、受信したそれぞれのエコーをフーリエ変換によって投影信号に変換し、この投影信号の位相分布を求めて、第一のエコーより得られた位相分布と第二のエコーより得られた位相分布との差分をとることにより背景雑音を除去し、上記傾斜磁場印加中の生検器具先端部の移動によって引き起こされる位相の変化を強調してその位相変化の位置及び位相の大きさから上記先端部の位置及び速度を求めるものである。そして、この実施形態は、図 2 及び図 3 に示す第一の実施形態と異なり、関心領域 10 の断面に血流などの磁気スピンの位相の回転を生じさせる要素を含み、生検器具 11 の先端部 12 の識別が困難な場合に適用するものである。

【0021】いま、図 5 において、被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域を符号 10 で示すと、この関心領域 10 内に生検針やカテーテルなどの生検器具 11 が入っており、その先端部 12 が上記関心領域 10 の面内を X 方向に沿って速度 v で移動しているものとする。このような状態で、図 4 に示すように、時刻 t_0 において図 4 (b) に示す高周波信号 (RF) 13 と、図 4 (c) に示す Z 方向に磁場強度が変化する傾斜磁場 (G_z) 14 とを同時に印加して、上記関心領域 10 の断面を選択励起する。次に、図 4 (d) に示す X 方向に磁場強度が変化する傾斜磁場 (G_x) 15 を時間 T だけ印加し、さらにこの傾斜磁場 15 の振幅の極性を反転させて時間 $2T$ だけ印加する。このとき、上記 X 方向の傾斜磁場 15 を印加してから時間 $2T$ 後の時刻 t_1 において、この傾斜磁場 15 の振幅の時間積分値が“0”となるので、図 4 (e) に示すようにエコー 16 が発生する。このエコー 16 は図 1 に示すプローブ 4 を介して高周波送受信部 5 でサンプリングされ、計算機 6 に格納される。このとき、上記生検器具 11 の先端部は、図 5 (a) に示す符号 12 の位置にある。

【0022】次に、時刻 t_2 において図 4 (b) に示す高周波信号 (RF) 19 と、図 4 (c) に示す Z 方向に磁場強度が変化する傾斜磁場 (G_z) 20 とを同時に印加して、上記関心領域 10 の断面を再び選択励起する。次に、図 4 (d) に示す X 方向に磁場強度が変化する傾斜磁場 (G_x) 21 を時間 T だけ印加し、さらにこの傾斜磁場 21 の振幅の極性を反転させて時間 $2T$ だけ印加する。このとき、上記 X 方向の傾斜磁場 21 を印加してから時間 $2T$ 後の時刻 t_3 において、この傾斜磁場 21 の振幅の時間積分値が“0”となるので、図 4 (e) に

示すようにエコー 22 が発生する。このエコー 22 は図 1 に示すプローブ 4 を介して高周波送受信部 5 でサンプリングされ、計算機 6 に格納される。このとき、上記生検器具 11 の先端部は、図 5 (b) に示すように符号 12 の位置から 12' の位置に移動している。

【0023】次に、前記計算機 6 に格納された時刻 t_1 におけるエコー 16 を X 方向に沿ってフーリエ変換し、その実部の値と虚部の値とを用いて図 5 (a) 下部のグラフに示すように位相分布を求める。同様にして、上記計算機 6 に格納された時刻 t_3 におけるエコー 22 を X 方向に沿ってフーリエ変換し、その実部の値と虚部の値とを用いて図 5 (b) 下部のグラフに示すように位相分布を求める。ここで、図 5 (a) において符号 23 を付した部分は、時刻 t_1 での位相変化部分を示しており、図 5 (b) において符号 24 を付した部分は、時刻 t_3 での位相変化部分を示している。なお、図 5 (a) 及び (b) において符号 18 を付した部分は、それぞれ背景雑音を示している。上記の時刻 t_1 から t_3 の間は短時間であるので、その間は背景雑音 18、18 は定常的であると考えることができ、図 5 (a) 下部のグラフに示す位相分布と図 5 (b) 下部のグラフに示す位相分布との差分をとることにより、上記背景雑音 18、18 は除去され、時刻 t_1 での位相変化部分 23 と時刻 t_3 での位相変化部分 24 だけが強調される。

【0024】図 5 (a) において位相変化部分 23 は、時刻 t_1 での生検器具 11 の先端部 12 の位置を示しており、図 5 (b) において位相変化部分 24 は、時刻 t_3 での生検器具 11 の先端部 12' の位置を示している。従って、前述の位相分布の差分をとることにより、時々刻々変化する生検器具 11 の先端部 12 の位置変化を求めることができ、実時間でモニタすることが可能となる。また、その生検器具 11 の先端部 12 の位置変化量から、該先端部 12 の速度が求まる。

【0025】図 6 は、被検体挿入器具先端検出方法の第三の実施形態におけるパルスシーケンスを示すタイミング線図である。この実施形態は、上記被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域について高周波信号の照射と傾斜磁場の印加を同時に行って該関心領域を選択励起し、上記生検器具の移動する先端部を含む面の一方に沿って傾斜磁場を印加して第一のエコーを発生させ、その後再度上記関心領域を選択励起し、上記第一のエコーを発生させるために印加したのと直交し上記生検器具先端部の移動する面の他の一方に沿って傾斜磁場を印加して第二のエコーを発生させ、受信したそれぞれのエコーをフーリエ変換によって投影信号に変換し、この投影信号の位相分布を求めて、第一のエコーより得られた位相分布と第二のエコーより得られた位相分布とから二次元的に上記先端部の位置及び速度を求めるものである。そして、この実施形態は、前述の第一の実施形態及び第二の実施形態と異なり、生検器具 11 が

二次元平面内を例えばX、Y方向に二次元的に移動する場合に適用するものである。

【0026】いま、図7において、被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域を符号10で示すと、この関心領域10内に生検針やカテーテルなどの生検器具11が入っており、その先端部12が上記関心領域10の面内をX方向に沿って速度 v_x で、Y方向に沿って速度 v_y で移動しているものとする。このような状態で、図6に示すように、時刻 t_0 において図6

(b)に示す高周波信号(RF)13と、図6(c)に示すZ方向に磁場強度が変化する傾斜磁場(G_z)14とを同時に印加して、上記関心領域10の断面を選択励起する。次に、図6(d)に示すX方向に磁場強度が変化する傾斜磁場(G_x)15を時間Tだけ印加し、さらにこの傾斜磁場15の振幅の極性を反転させて時間2Tだけ印加する。このとき、上記X方向の傾斜磁場15を印加してから時間2T後の時刻 t_1 において、この傾斜磁場15の振幅の時間積分値が“0”となるので、図6(f)に示すようにエコー16が発生する。このエコー16は図1に示すプローブ4を介して高周波送受信部5でサンプリングされ、計算機6に格納される。このとき、上記生検器具11の先端部は、図7に示す符号12の位置にある。

【0027】次に、時刻 t_2 において図6(b)に示す高周波信号(RF)19と、図6(c)に示すZ方向に磁場強度が変化する傾斜磁場(G_z)20とを同時に印加して、上記関心領域10の断面を再び選択励起する。次に、図6(e)に示すY方向に磁場強度が変化する傾斜磁場(G_y)25を時間Tだけ印加し、さらにこの傾斜磁場25の振幅の極性を反転させて時間2Tだけ印加する。このとき、上記Y方向の傾斜磁場25を印加してから時間2T後の時刻 t_3 において、この傾斜磁場25の振幅の時間積分値が“0”となるので、図6(f)に示すようにエコー26が発生する。このエコー26は図1に示すプローブ4を介して高周波送受信部5でサンプリングされ、計算機6に格納される。このとき、上記生検器具11の先端部は、図7に示すように符号12の位置から12'の位置に移動している。

【0028】次に、前記計算機6に格納された時刻 t_1 におけるエコー16をX方向に沿ってフーリエ変換し、その実部の値と虚部の値とを用いて図7下部のX方向のグラフに示すように位相分布を求める。同様に、上記計算機6に格納された時刻 t_3 におけるエコー26をY方向に沿ってフーリエ変換し、その実部の値と虚部の値とを用いて図7左側部のY方向のグラフに示すように位相分布を求める。ここで、図7において、符号27を付した位相変化部分は、時刻 t_1 における生検器具11の先端部12の位置 x と速度 v_x とを示し、符号28を付した位相変化部分は、時刻 t_3 における生検器具11の先端部12'の位置 y と速度 v_y とを示している。な

お、図7の二つのグラフにおいて符号18を付した部分は、それぞれの位相分布における背景雑音を示している。

【0029】上記の時刻 t_1 から t_3 の間は短時間であるので、その間は背景雑音18、18は定常的であり、且つ生検器具11は等速度で移動していると考えることができるので、時刻 t_1 及び t_3 のそれぞれにおける位置と速度は、以下の式によって得られる。すなわち、時刻 t_1 においては、

$$\begin{aligned} x &= x \\ y &= y - v_y(t_3 - t_1) \end{aligned} \quad \dots (2)$$

となり、時刻 t_3 においては、

$$\begin{aligned} x &= x + v_x(t_3 - t_1) \\ y &= y \end{aligned} \quad \dots (3)$$

となる。このように、二次元的に移動する生検器具11の先端部12の位置は、わざわざ二次元画像を計測することなく、直交する二方向の位相分布を求めるだけで知ることができる。

【0030】上述の図6及び図7で説明した第三の実施形態は、生検器具11が二次元平面内を例えばX、Y方向に二次元的に移動する場合に、その先端部12の位置及び速度を求めるものであるが、この考え方を三次元に拡張すれば、上記生検器具11が例えばX、Y、Z方向に三次元的に移動する場合に、その先端部12の位置及び速度を求めることができる。すなわち、上記被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域について高周波信号の照射と傾斜磁場の印加を同時に行って該関心領域を選択励起し、上記生検器具の移動する先端部を含む体積の一方に沿って傾斜磁場を印加して第一のエコーを発生させ、その後再度上記関心領域を選択励起し、上記第一のエコーを発生させるために印加したのと直交し上記生検器具先端部の移動する体積の他の一方に沿って傾斜磁場を印加して第二のエコーを発生させ、さらにその後再度上記関心領域を選択励起し、上記第一及び第二のエコーを発生させるために印加したいずれとも直交し上記生検器具先端部の移動する体積の更に他の一方に沿って傾斜磁場を印加して第三のエコーを発生させ、受信したそれぞれのエコーをフーリエ変換によって投影信号に変換し、この投影信号の位相分布を求めて、第一のエコーより求めた第一の位相分布と、第二のエコーより求めた上記第一の位相分布と直交する方向の第二の位相分布と、第三のエコーより求めた上記第一及び第二のいずれの位相分布とも直交する方向の第三の位相分布とから、三次元的に上記先端部の位置及び速度を求めるようにすればよい。

【0031】図8は、被検体挿入器具先端検出方法の第四の実施形態におけるパルスシーケンスを示すタイミング線図である。前述の図2～図7の実施形態において

は、生検器具11の先端部12に内蔵された高周波信号の照射によってNMR現象を生じる物質による位相変化から上記先端部12の位置を検出する場合を示したが、この第四の実施形態は、生検器具11そのものと被検体の生体組織との間の境界部分に生じる磁化率の差異によって引き起こされる位相変化から、生検器具11の先端部12の位置を検出するものである。

【0032】いま、図9において、被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域を符号10で示すと、この関心領域10内に生検針やカテーテルなどの生検器具11が入っており、その先端部12が上記関心領域10の面内をX方向に沿って速度 v で移動しているものとする。このような状態で、図8に示すように、時刻 t_0 において図8(b)に示す高周波信号(RF)13と、図8(c)に示すZ方向に磁場強度が変化する傾斜磁場(G_z)14とを同時に印加して、上記関心領域10の断面を選択励起する。次に、図8(d)に示すX方向に磁場強度が変化する傾斜磁場(G_x)15を時間 T だけ印加し、さらにこの傾斜磁場15の振幅の極性を反転させて時間 $2T$ だけ印加する。このとき、上記X方向の傾斜磁場15を印加してから時間 $2T$ 後の時刻 t_1 において、この傾斜磁場15の振幅の時間積分値が“0”となるので、図8(e)に示すようにエコー16が発生する。このエコー16は図1に示すプローブ4を介して高周波送受信部5でサンプリングされ、計算機6に格納される。

【0033】次に、上記計算機6に格納された時刻 t_1 におけるエコー16をX方向に沿ってフーリエ変換し、その実部の値と虚部の値とを用いて図9下部のグラフに示すように位相分布を求める。ここで、“Radiology”(May 1990)のP.561~565に掲載の論文“Evaluation of the Susceptibility Effect on the Phase Images of a Simple Gradient Echo”で述べられているように、磁化率の異なる物質の境界においてはその磁化率の差異が位相変化をもたらすことが知られている。従って、この実施形態において、X方向に配置された生検器具11を含む断面(10)のX方向に沿った位相分布では、図9に示すように、生検器具11の先端部12を境界として符号29を付した部分と符号30を付した部分とに示すような位相段差のある位置が、求める生検器具11の先端部12の位置を示すことがわかる。なお、この実施形態は、前述の図2~図7の実施形態で説明した方法及び三次元計測の方法がそれぞれ適用可能である。

【0034】以上のように構成されたそれぞれの実施形態による被検体挿入器具先端検出方法の実施に使用するMRI装置は、前述の図1に示すように構成されている。そして、このMRI装置においては、その表示器7に、被検体9の外部から診断部位へ挿入した生検器具11を含む関心領域10について予め計測した断層像を表示すると共に、前述のいずれかの実施形態による被検体

挿入器具先端検出方法で求められた生検器具11の先端部12の位置情報を上記断層像に重ね合わせて表示するようになっている。すなわち、図10に示すように、表示器7の画面には、関心領域10について計測した断層像31が表示されると共に、検出した生検器具11の先端部12の位置情報32が上記断層像31に重ね合わせて表示される。これにより、被検体9の外部から診断部位へ挿入した生検器具11の先端部12の位置と、診断部位の生体組織との関係を明確に知ることができる。

【0035】図12は、本発明によるMRI装置の他の実施形態を示すブロック図である。この実施形態は、図1に示す計算機6に対し生検器具挿入誘導機構33を接続したものである。この生検器具挿入誘導機構33は、被検体9の外部から内部の診断部位へ挿入する生検針やカテーテルなどの生検器具11を自動誘導するもので、その内部構成は、図11(a)に示すように、生検器具11の目標位置 r_0 及び目標速度 v_0 を入力すると共に現在位置 r 及び現在速度 v を入力してフィードバック制御する制御装置34と、この制御装置34のフィードバック制御により出力される制御信号を入力して上記生検器具11を挿入駆動する駆動機構35とから成る。そして、上記制御装置34へ入力する現在の情報(r, v)の信号としては、前述のいずれかの実施形態による被検体挿入器具先端検出方法で求められた生検器具11の先端部12の現在位置及び速度の情報を送ればよい。これにより、生検器具挿入誘導機構33の全体としては、予め設定された生検器具11の先端部12の目標とする情報(r_0, v_0)との間でフィードバック制御を行い、上記生検器具11を目標位置まで自動的に誘導するようになっている。

【0036】上記生検器具11の挿入のフィードバック制御における画像表示は、図11(b)に示すように、被検体9の診断部位の関心領域10について予め計測した断層像を表示すると共に、この断層像31に対し生検器具11の先端部12の目標位置36及び時々刻々検出する現在位置37を表示する。そして、上述のフィードバック制御により、目標位置36に対して現在位置37が順次接近して行き、一致したところで生検器具11の挿入誘導が停止する。なお、図11(b)においては生検器具11を破線で示したが、実際の画像においては生検器具11は表示されない。

【0037】

【発明の効果】本発明によるMRI装置における被検体挿入器具先端検出方法は以上のように構成されたので、被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域について高周波信号の照射と傾斜磁場の印加を同時に行って該関心領域を選択励起し、上記生検器具の先端部の移動方向に沿って傾斜磁場を印加してエコーを発生させ、受信したエコーをフーリエ変換によって投影信号に変換し、この投影信号の位相分布を求めて、上記傾

斜磁場印加中の生検器具先端部の移動によって引き起こされる位相変化の位置及び位相の大きさから上記先端部の位置及び速度を求めることにより、上記生検器具の先端部を画像化することなく該先端部の位置を検出することができる。このことから、例えばEPI法を適用するための高い傾斜磁場強度及び速い磁場立上り時間等を達成する特別なハードウェアを必要とせず、従来の装置構成のままでも実現することができ、装置が大形化すると共にコスト高となるのを防ぐことができる。また、計測時間を大幅に短縮することもないので、得られる診断部位の断層像の解像度及びS/Nなどを犠牲にすることなく、画質が劣化するのを防止することができる。

【0038】また、本発明によるMRI装置によれば、その表示器に、被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具を含む関心領域について予め計測した断層像を表示すると共に、上述の被検体挿入器具先端検出方法で求められた生検器具の先端部の位置情報を上記断層像に重ね合わせて表示することができる。従って、被検体の外部から診断部位へ挿入した生検器具の先端部の位置と、診断部位の生体組織との関係を明確に知ることができる。

【0039】さらに、上記MRI装置の計算機に生検器具挿入誘導機構を接続したものにおいては、その生検器具挿入誘導機構に対し上述の被検体挿入器具先端検出方法で求められた生検器具の先端部の位置及び速度の情報を送ると共に、予め設定された生検器具の先端部の目標位置との間でフィードバック制御をすることにより、上記生検器具を目標位置まで自動的に誘導することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による被検体挿入器具先端検出方法の実施に使用するMRI装置を示すブロック図である。

【図2】本発明による方法の第一の実施形態におけるパルスシーケンスを示すタイミング線図である。

【図3】上記第一の実施形態における生検器具先端部による位相分布の変化を示す説明図である。

【図4】本発明による方法の第二の実施形態におけるパ

ルスシーケンスを示すタイミング線図である。

【図5】上記第二の実施形態における生検器具先端部による位相分布の変化を示す説明図である。

【図6】本発明による方法の第三の実施形態におけるパルスシーケンスを示すタイミング線図である。

【図7】上記第三の実施形態における生検器具先端部による位相分布の変化を示す説明図である。

【図8】本発明による方法の第四の実施形態におけるパルスシーケンスを示すタイミング線図である。

【図9】上記第四の実施形態における生検器具先端部による位相分布の変化を示す説明図である。

【図10】図1に示すMRI装置における表示器への画面表示の例を示す説明図である。

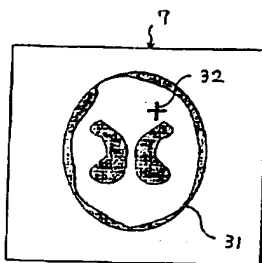
【図11】図12に示すMRI装置における生検器具挿入誘導機構の内部構成を示すブロック図及びこの生検器具挿入誘導機構の動作による表示器への画面表示の例を示す説明図である。

【図12】本発明によるMRI装置の他の実施形態を示すブロック図である。

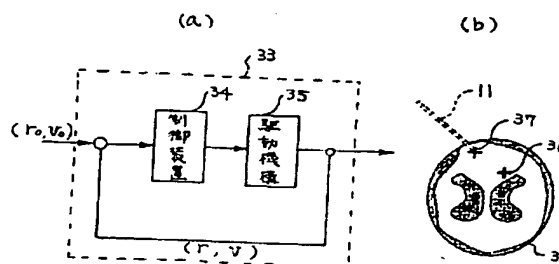
【符号の説明】

- 1…静磁場発生手段
- 2…傾斜磁場発生手段
- 3…傾斜磁場電源
- 4…プローブ
- 5…高周波送受信部
- 6…計算機
- 7…表示器
- 8…テーブル
- 9…被検体
- 10…関心領域
- 11…生検器具
- 12、12'…先端部
- 31…断層像
- 32…先端部の位置情報
- 33…生検器具挿入誘導機構
- 36…目標位置
- 37…現在位置

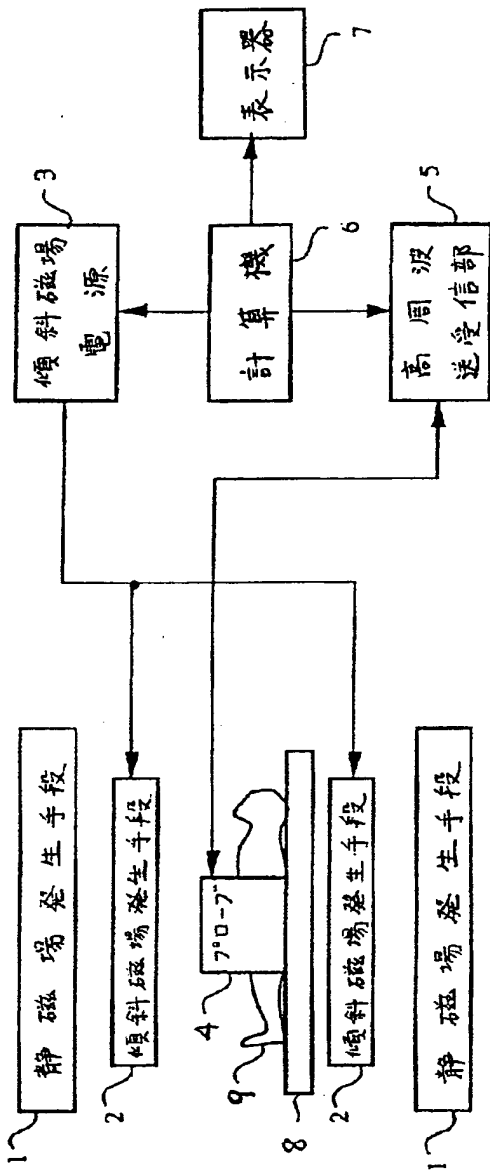
【図10】



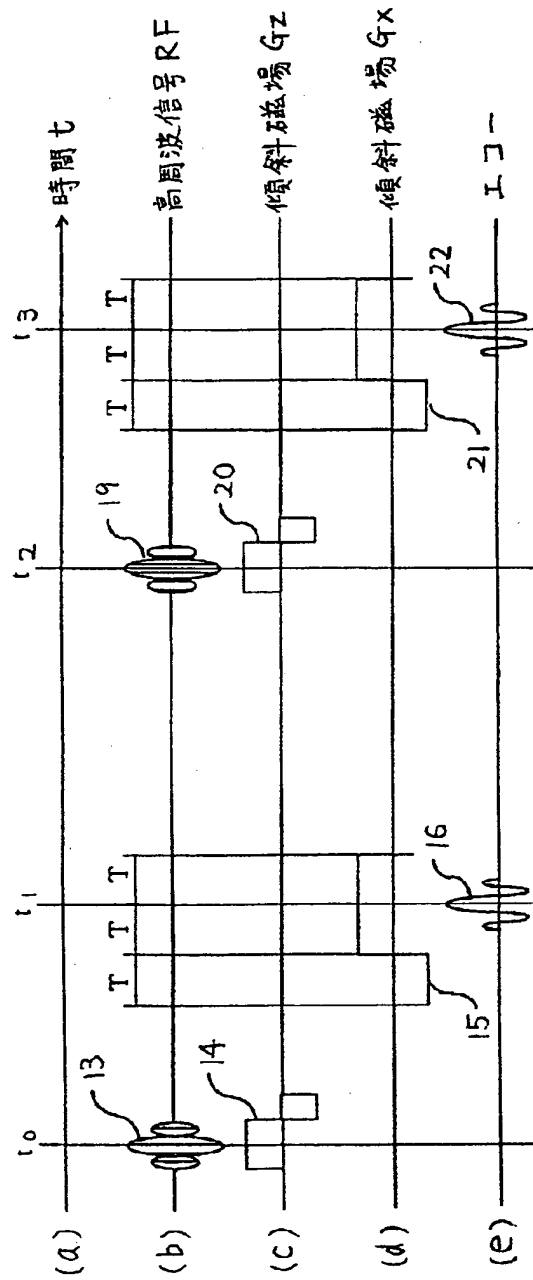
【図11】



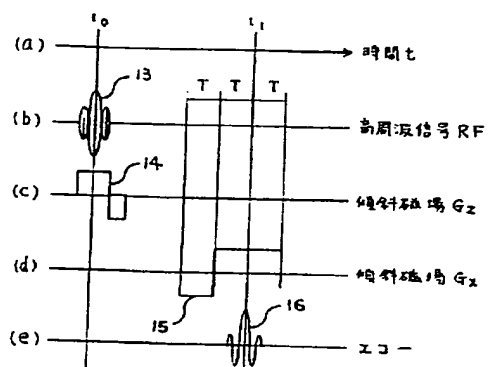
【図1】



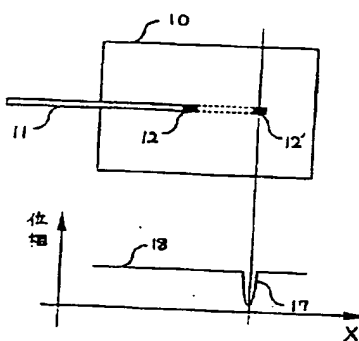
【図4】



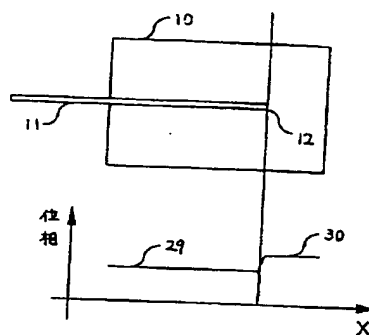
【圖2】



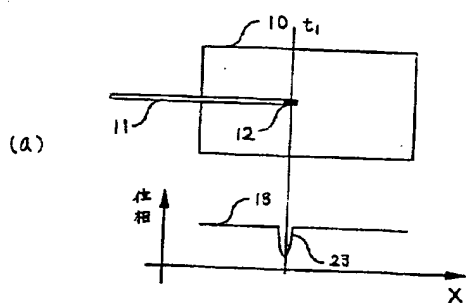
【圖3】



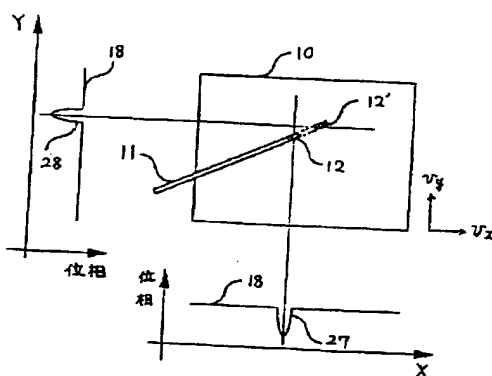
【圖9】



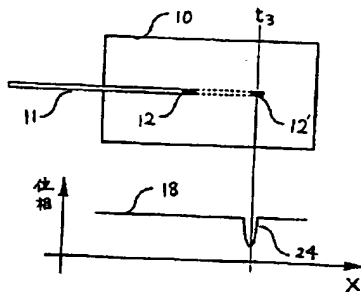
【圖5】



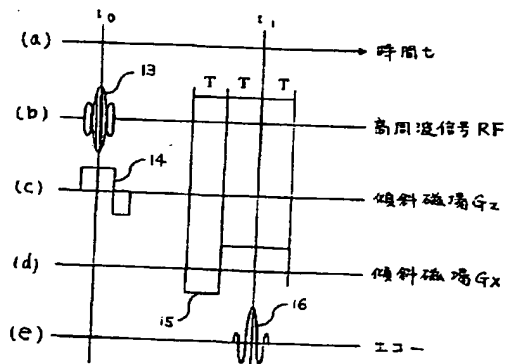
【圖7】



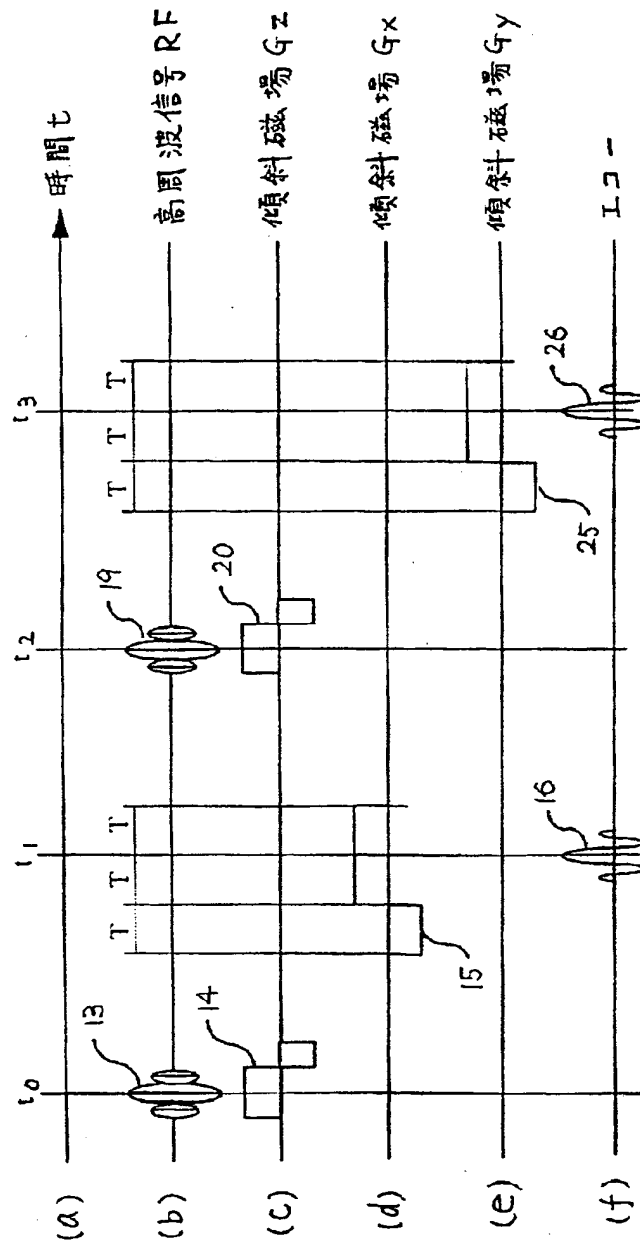
(b)



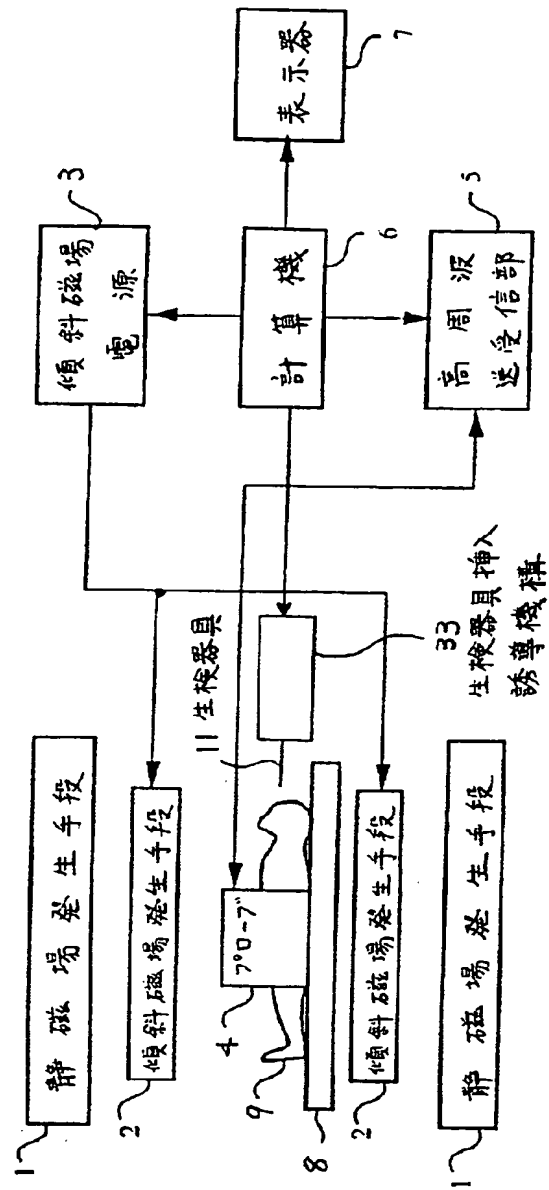
【圖8】



【図6】



【図 12】



THIS PAGE BLANK (USPTO)

BACKGROUND ART INFORMATION

TOSHIBA

The following information has been determined, to the best of TOSHIBA's ability, as possibly relevant to the describing and claiming of the invention of the subject case in a U.S. patent application. Based on this information and pursuant to 37 CFR 1.56(b), please prepare and file the proper Information Disclosure Statement or equivalent document.

INVENTOR'S INFORMATION

☆ PATENT NUMBER, PUBLICATION ; INVENTOR(S), AUTHOR(S) ; DATE etc.

PH 9-122096 ; Takiguchi et al ; 5/13/97

☆ CONCISE EXPLANATION

of a catheter
The position and velocity are obtained from phase shifts of MR signals.

☆ PH 7-255691 ; Souza et al ; 10/9/95
(kokai)

☆ A system for tracking the position of a catheter is disclosed.

☆ JP 3049607 ; Ochi et al ; 3/31/00

☆ A matrix size of MR images is varied according to the speed of a catheter.

PRIOR APPLICATION(S) OF INVENTOR(S) OR OF KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA (ASSIGNEE)
APPLICATION NUMBER TOSHIBA REFERENCE COUNTRY

AGENT

MEMO

INVENTOR(S)
SIGNATURE & DATE

CHECKED BY

--

PATENT ENGINEER'S INFORMATION

☆ PATENT ENGINEER'S COMMENT ON INVENTOR(S) INFORMATION OR PATENT ENGINEER'S INFORMATION

☆

None of the above references disclose the method of displaying a catheter as claimed in the present invention.

CHECKED BY
K. Masuda

PATENT ENGINEER(S)
SIGNATURE & DATE

Shin Taka 4/27/01

(to U.S.
Attorney)

TOSHIBA REFERENCE

JP G 32424

JAPANESE AGENT REFERENCE

Sheet

4 of 4

THIS PAGE BLANK (USPTO)